

Transductores de presión y de flujo.

Pablo Lucerna

plucerna@adinet.com.uy

Monografía vinculada a la conferencia del Ing. Martín Vallarino sobre "Equipos de medida de la mecánica ventilatoria, 20 años de evolución desde MECVENT a SAMAY" del 16 de marzo de 2004.

22 de Junio de 2004

Resumen—En el desarrollo de equipos biomédicos se utilizan transductores y sensores para obtener las señales primarias, con el objetivo de convertirlos en voltajes analógicos y por medio de conversores A/D (analógicos/ digitales) transformarlos en señales digitales para su procesamiento y tratamiento con ayuda de electrónica digital.

En el presente trabajo se tratan los aspectos relacionados con los transductores de presión y de flujo, principios de funcionamiento del neumotacógrafo y del tubo de venturi, diferencias entre ambos transductores y los procedimientos para calibrarlos.

Para las distintas disciplinas de medicinas, son útiles diferentes clase de transductores; según su aplicación se especifican sus principios de funcionamiento, rango dinámico de medida, tamaño, tolerancia, vida útil, etc.

Palabras claves—Presión diferencial, neumotacógrafo, tubo de venturi, calibración, volumen de espacio muerto, efecto piezoresistivo, galgas extensiométricas.

I. INTRODUCCIÓN

EL aparato respiratorio se extiende desde la zona de respiración, situada justo por fuera de la nariz y la boca, a través de las vías aéreas conductoras situadas dentro de la cabeza y el tórax, hasta los alvéolos, donde tiene lugar el intercambio respiratorio de gases entre los alvéolos y la sangre capilar que fluye a su alrededor. Su principal función es llevar el oxígeno (O_2) hasta la región de intercambio de gases del pulmón, donde el oxígeno puede difundir hasta y a través de las paredes de los alvéolos para oxigenar la sangre que circula por los capilares alveolares. Además, el aparato respiratorio también debe: [1],[2]

- 1) eliminar un volumen equivalente de dióxido de carbono, que entra en los pulmones desde los capilares alveolares.
- 2) mantener la temperatura corporal y la saturación de vapor de agua en el interior de las vías aéreas pulmonares (para mantener la viabilidad y las capacidades funcionales de las células y los líquidos de la superficie).
- 3) mantener la esterilidad (para prevenir las infecciones) y hacerlo de manera muy eficaz en términos de rendimiento y utilización de la energía.

En general, cuando un médico quiere establecer si su paciente tiene una enfermedad respiratoria, le interesa conocer cual es la presión en el interior del pulmón, y en realidad la diferencia de presión que existe entre el medio ambiente y el pulmón. Gracias a esta diferencia de presión existente, el pulmón puede realizar el intercambio de gases antes descrito.

Una de las formas de conocer la diferencia de presión es medir el flujo de intercambio, lo que se utilizan transductores de flujo. Para lograr un procesamiento eléctrico por lo general se le añaden transductores de presión diferencial.

II. NEUMOTACÓGRAFOS

A. Definición

Los neumotacógrafos son sensores de flujo gaseoso que transforman en presión diferencial proporcional [3]. La medición del flujo puede realizarse empleando diversos principios físicos, lo que originan una extensa familia de dispositivos, que emplean diversas aproximaciones para lograr el mismo fin.

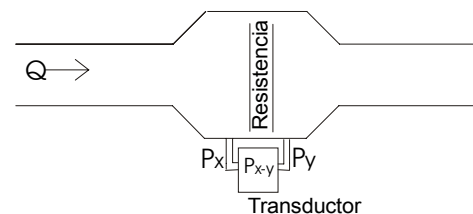


Fig. 1. Esquema de Neumotacógrafo

B. Tipos de Neumotacógrafos

La resistencia que se coloca en la boquilla del neumotacógrafo (ver Fig. 1) se le llama neumotacómetro, hace posible que la presión a ambos lados de la boquilla sea diferente. Esta diferencia es analizada por un transductor de presión o directamente por un procesador. Los diferentes tipos de neumotacómetro originan distintos tipos de neumotacógrafo.

Los tipos de neumotacógrafos que comúnmente se utilizan son [4]:

- Neumotacógrafo de turbina.
- Neumotacógrafo de gradiente térmico.
- Neumotacógrafos ultrasonicos.
- Neumotacógrafos de resistencia neumáticas
 - o Neumotacógrafo de Freisch.
 - o Neumotacógrafo de Lilli.

Los neumotacógrafos de turbina utilizan una pequeña turbina, que gira al circular el gas. Dentro del rango lineal de operación el valor del flujo es directamente proporcional a la velocidad de giro de la turbina.

Los neumotacógrafos de gradiente térmico son dispositivos que emplean el principio de convección térmica. Cuando se opera en el modo de autocalentamiento, suficiente corriente es pasada a través de los elementos sensores, para mantener un promedio de temperatura por encima del flujo circundante, por lo que se establece un gradiente de temperatura entre el sensor y el gas. Un hilo de platino es sensor de masas y de flujo al mismo tiempo. Consecuentemente, el flujo de masa es medido sólo localmente en una pequeña sección o región total del ducto. Si la resistencia de equilibrio del hilo es R , su superficie es A , su temperatura es T_h y la temperatura ambiente es T_a , h el coeficiente de transferencia de calor, se cumplirá entonces que si se hace pasar una corriente I por el hilo:

$$I^2 R = hA(T_h - T_a) \tag{1}$$

Se puede demostrar experimentalmente que el coeficiente h varía en función del aire que rodea al hilo, de la forma:

$$h = -K_0 - K_1 \sqrt{Q} \tag{2}$$

Donde K_0 y K_1 son constantes y Q es el flujo. Sustituyendo la ecuación 2 en la ecuación 1, se obtiene:

$$Q = \left[\frac{I^2 R}{K_1 A(T_h - T_a)} - \frac{K_0}{K_1} \right]^2 \tag{3}$$

Un sensor simple de hilo metálico provee una salida de la misma polaridad independiente de la dirección de flujo, lo que limita su uso a flujos unidireccionales. Existen variaciones significativas entre la composición de aire durante la inspiración y la espiración, que pueden invalidar el uso de un factor simple de corrección durante múltiples respiraciones. Gracias a la diferencias en las propiedades térmicas y densidades del O_2 y N_2 se compensan una a la otra de tal forma que el gradiente de conductividad térmica prácticamente se vuelve constante.

Los neumotacógrafos ultrasónicos se basan en principios de ultrasonido. Emplean el efecto Doppler de modo de medir la velocidad de propagación dentro del fluido.

Los neumotacógrafos de resistencia neumática provocan una caída de presión proporcional al flujo de gas que pasa por ella. Son los más utilizados en el mundo por su practicidad, costo y resistencia. En los neumotacógrafos de Friesch el sistema de resistencia es implementado con tubos capilares de 1 ó 2 mm de diámetro y de 3 ó 5 cm de longitud, colocados en paralelo formando una estructura cilíndrica de varios centímetros de diámetro. El comportamiento depende de su estructura geométrica.

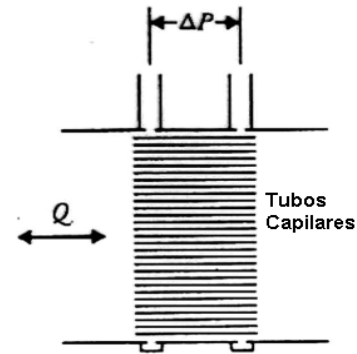


Fig. 2. Esquema de Neumotacógrafo de Freisch.

En los neumotacógrafos de Lilli se sustituyen los tubos capilares por membranas, pero el principio de funcionamiento es el mismo.

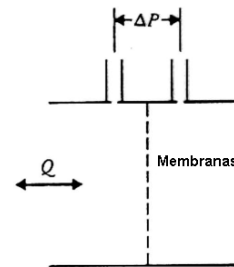


Fig. 3. Esquema de Neumotacógrafo de Lilli.

De aquí en adelante, cuando se mencione al neumotacógrafo, se referirá al los neumotacógrafos de resistencia neumática.

C. Principio de Funcionamiento del neumotacógrafo

La teoría principal de funcionamiento del neumotacógrafo se basa en el principio matemático conocido como Ley de Poiseuille [5], [6], [7]:

$$Q = (P_1 - P_2) \frac{\pi r^4}{8l\eta} \tag{4}$$

- donde:
- Q : flujo del gas.
 - r : radio del tubo.
 - l : largo del tubo.
 - η : viscosidad del fluido.
 - $\Delta P = P_1 - P_2$: diferencia de presión entre los

extremos del tubo.

Esta Ley describe la relación entre el caudal gaseoso por el tubo y la presión diferencial, el largo y diámetro del tubo y la viscosidad del aire en movimiento. Una hipótesis importante de esta Ley, es que el flujo gaseoso en el interior del tubo es laminar. Para determinar las condiciones en el que un fluido es laminar o turbulento se observa el índice de Reynold. Este índice representa un parámetro adimensional de flujo. Aquellos flujos con índice de Reynold inferior a 2000 son considerados de tipo laminar. Como se nota en la ecuación 4, en caso de flujo laminares la diferencia de presión está relacionada linealmente con el caudal de aire en movimiento; mientras que en un caudal turbulento la diferencia de presión es proporcional al cuadrado del caudal de aire en movimiento.

En un típico circuito de flujo respiratorio, el flujo gaseoso es turbulento y representa un índice de Reynold mayor a 2000. Para poder aplicar esta teoría, en los extremos del neumotacógrafo se coloca una fina película reticulada que permite que el flujo dentro del neumotacógrafo sea laminar. El grado en que esta retícula distribuye el perfil de flujo depende del índice de Reynold, que se basa en el diámetro de los filamentos de la pantalla y el tamaño de los orificios de apertura de los orificios.

El aire laminar dentro del neumotacógrafo es conducido por tubos capilares (ver Fig. 2) o por membranas (ver Fig. 3) que aumenta en un factor conocido la variación de presión en los extremos (ecuación 4.). En los extremos de los tubos o a ambos lados de la membranas hay orificios que en el cual se coloca un transductor de presión que convierta en señales eléctricas la diferencia de presión captada.

Algunos neumotacógrafos tienen un calentador en las retículas que permite que el vapor de agua no se condense por causa de la diferencia de temperatura (en particular en días fríos donde se exhala mayor vapor de agua) existente entre el aire exhalado y el neumotacógrafo, cambiando los parámetros del sistema.

D. Especificaciones Técnicas.

Las especificaciones técnicas varían en gran manera según su aplicación específica. Uno de los parámetros más importante es la especificación de volumen de espacio muerto (corresponde al volumen total dentro del neumotacógrafo); un mal uso de este parámetro puede producir asfixia a la persona, por ejemplo, si se efectúa un estudio a un bebe con un neumotacógrafo demasiado grande, el individuo en el momento de inspirar, recibirá el aire que exhaló en la vez anterior.

Además, para el correcto funcionamiento del neumotacógrafo se debe tener en consideración los siguientes parámetros [8]:

- 1) *Velocidad de flujo a plena escala (corresponde a un neumotacógrafo que será usado en su margen de flujo calibrado).*
- 2) *Presión de señal (corresponde a la salida de presión diferencial que cumple la ecuación 4, se requiere un*

transductor de presión diferencial adecuado para esta señal).

3) *Contrapresión (descenso de presión a lo largo del neumotacógrafo; se mide en cada velocidad de flujo calibrado).*

4) *Diámetro del adaptador de tubos.*

5) *Diámetro interno del Flujo.*

III. CALIBRACIÓN DE NEUMOTACÓGRAFOS

A. Introducción.

Como requerimientos básicos de la Sociedad Torácica Americana (S.T.A.) [9], para los neumotacógrafos se tienen:

- Deben garantizar la medición de flujo en la gama de 0 ± 12 L/s, con exactitud de 0,2 L/s.

Las especificaciones técnicas de los fabricantes se realizan de forman que cumplan el requerimiento anterior. La calibración de los neumotacógrafos se establece sobre la base de las especificaciones de los fabricantes.

La metodología para realizar la calibración consiste en establecer el sistema de medición y el método de calibración.

B. Sistema de medición.

La medición es un conjunto de actos experimentales que tienen por objeto determinar una cantidad de magnitud física con ayuda de medios técnicos apropiados, en una instalación preparadas a tales efectos.

Existen factores determinantes apropiados en la toma de mediciones, donde la repetibilidad de las mismas condiciones iguales significan que: [10], [11]

- Se tenga un mismo observador.
- Se disponga de dispositivos y medios de medición verificados y confiables.
- Se utilice un mismo método para todas las mediciones y en igual ambiente.
- Se modele y ajuste con los mismos paquetes de procesamiento.

Debe tenerse en cuenta además que mientras más mediciones se realicen en toda la gama experimental menor será el error del modelo que se desea obtener.

C. Método de Calibración.

En la bibliografía consultada se sugiere una metodología para realizar la calibración y modelación que se describe a continuación [12]:

- Definir la maqueta o modelo donde se van a realizar los mediciones, que sea lo más semejante posible a la instalación real a utilizar (alimentación, conexión, etc).
- Realizar mediciones repetitivas de comprobación de los datos técnicos del fabricante del dispositivo. Con este paso se verifica además el sistema de medición empleado.

- Hallar los valores probables y el error probable. Estimar el valor verdadero por medio de un intervalo de confianza.
- Obtener tablas de valores repetitivos en la gama total de trabajo del dispositivo. Donde deben graficarse los resultados, proceder a realizar el ajuste a diferentes grados de polinomios, tomando como criterio de selección el que menor desviación estándar tenga.
- Si el modelo real incluye conexiones entre dispositivos realizar mediciones donde estén incluidos todos hasta la obtención de voltaje digital, para realizar el procesamiento computarizado de datos.
- Obtener gráficas de comportamiento del modelo real, valores probables, error probable, procesamiento estadístico, probabilidad acorde con el intervalo de confianza obtenido y la ecuación de trabajo del sistema.

Deben incluirse todas las cifras decimales de los coeficientes de las ecuaciones obtenidas, para disminuir el error sistemático de cálculo de la variable deseada.

IV. TUBO DE VENTURI

A. Definición.

El Tubo de Venturi es un dispositivo que origina una pérdida de presión al pasar por él un fluido [13]. En esencia, éste es una tubería corta recta, o garganta, entre dos tramos cónicos. La presión varía en la proximidad de la sección estrecha como se observa en la Fig. 4; así, al colocar un manómetro o instrumento transductor en la garganta se puede medir la caída de presión y calcular el caudal instantáneo.

En los estudios de flujo respiratorio por lo general no se utilizan. Tienen un volumen de espacio muerto muy elevado, lo que dificultaría la respiración.

El tubo de venturi se utiliza en estudios con flujos unidimensionales.

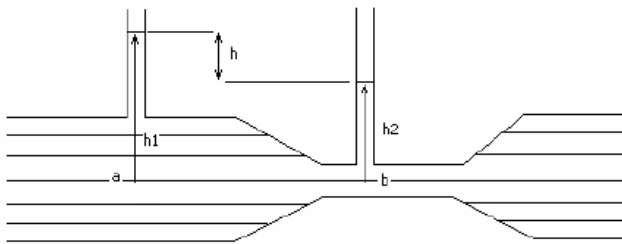


Fig. 4. Esquema de Tubo de Venturi. Fuente: [13]

En la Fig. 4 se muestra la forma esquemática del tubo de Venturi donde:

- a: sección 1 en el que entra el fluido
- b: sección 2 más angosta para aumentar diferencia de presión.
- h: diferencia de altura el cual posibilita la medición.

B. Tipos de Tubos de Venturi.

Los tubos de Venturi se clasifican según su aplicación; la forma física no varía, la diferencia reside principalmente en

las dimensiones del mismo. Es muy difícil determinar todos los tipos posibles, ya que cada día los avances son más abismales. Entre las aplicaciones más comunes se encuentran las siguientes:[14]

- Automotriz.
- Limpieza.
- Métodos de captación de la energía eólica.
- Biológica.

En la industria automotriz se utiliza comúnmente en el carburador de un automóvil, el uso de éste se puede observar en lo que es la Alimentación de Combustible. Efecto Venturi en el carburador consiste en hacer pasar una corriente de aire a gran velocidad, provocada por el descenso del pistón.

En el área de limpieza se utilizan para realizar la eliminación de la materia suspendida en ambientes industriales por medio de lavadores dinámicos de rocío. En este sistema, el gas se fuerza a través de la garganta de un tubo de Venturi, en la que se mezcla con rocíos de agua de alta presión.

Los métodos de captación de energía eólica consisten en medir la energía observando la diferencia de presión en el tubo de Venturi.

En el aparato circulatorio del ser humano implementa tubo de Venturi en la venas y arterias, realizando un circuito de retroalimentación permite regular la presión arterial [15].

C. Principio de Funcionamiento del Tubo de Venturi

En el Tubo de Venturi el flujo ingresa a la tubería principal en la sección A (ver Fig. 4), se hace acelerar a través de la sección B angosta llamada garganta, donde disminuye la presión del fluido. Después se expande el flujo a través de la porción divergente al mismo diámetro que la tubería principal. En la pared de la tubería en la sección A y en la pared de la garganta, se encuentran ubicados ramificadores de presión. Estos ramificadores de presión se encuentran unidos a los dos lados de un transductor diferencial de tal forma que la deflexión h es una indicación de la diferencia de presión $p_1 - p_2$. Pueden utilizarse otros tipos de medidores de presión diferencial como por ejemplo manómetro.

La ecuación de la energía y la ecuación de continuidad pueden utilizarse para derivar la relación de la velocidad del flujo. Utilizando las secciones A y B en la ecuación 2 como puntos de referencia, se pueden escribir las siguientes ecuaciones: [16]

$$\frac{P_1}{\gamma} + Z_1 + \frac{v_1^2}{2g} - h_1 = \frac{P_2}{\gamma} + Z_2 + \frac{v_2^2}{2g} - h_2 \quad (5)$$

$$Q = A_1 v_1 = A_2 v_2 \quad (6)$$

En la ecuación (5), γ es el peso específico del fluido, Z_1 y Z_2 indican el diámetro de la sección A y sección B respectivamente, g es la aceleración del fluido.

Estas ecuaciones son válidas solamente para fluidos incomprensibles, en el caso de los líquidos. Para el flujo de

gases, debemos dar especial atención a la variación del peso específico γ con la presión. La reducción algebraica de las ecuaciones 1 y 2 es como sigue:

$$\frac{v_2^2 - v_1^2}{2g} = \frac{p_1 - p_2}{\gamma} + (z_1 - z_2) - h_l \quad (7)$$

pero $v_1^2 = v_2^2 \left(\frac{A_2}{A_1} \right)^2$. Por consiguiente se obtiene,

$$v_2^2 \left(1 - \left(\frac{A_2}{A_1} \right)^2 \right) = 2g \left[\frac{p_1 - p_2}{\gamma} + (z_1 - z_2) - h_l \right] \quad (8)$$

Despejando de esta última ecuación se obtiene v .

Se pueden llevar a cabo dos simplificaciones en este momento. Primero, la diferencia de elevación ($Z_1 - Z_2$) es muy pequeña, aun cuando el medidor se encuentre instalado en forma vertical. Por lo tanto, se desprecia este termino. Segundo, el termino h_l es la perdida de la energía del fluido conforme este corre de la sección A a la sección B. El valor h_l debe determinarse en forma experimental. Pero es más conveniente modificar la ecuación (8) eliminando h_l e introduciendo un coeficiente de descarga C , entonces se obtiene:

$$v_2 = c \sqrt{\frac{2g \frac{(p_1 - p_2)}{\gamma}}{1 - \left(\frac{A_2}{A_1} \right)^2}} \quad (9)$$

La ecuación (9) puede utilizarse para calcular la velocidad de flujo en la garganta del medidor. El valor del coeficiente C depende del número de Reynold del flujo y de la geometría real del medidor.

V. COMPARACIÓN ENTRE NEUMOTACÓGRAFO Y TUBO DE VENTURI

Como se puede apreciar ambos dispositivos son transductores de flujo. La principal función del neumotacógrafo es medir flujos gaseosos bidireccionales, en especial se adapta bien para medir flujo respiratorio por poseer un volumen de zona muerta pequeño. La principal función del tubo de Venturi es medir flujos gaseosos o líquidos en forma unidireccional, por poseer una zona muerta elevada no se utiliza para análisis clínicos de flujo pulmonar en los humanos.

En conclusión, el neumotacógrafo es muy útil y ampliamente utilizado para realizar análisis de flujo en los humanos. El Tubo de Venturi es un dispositivo, el cual puede ser utilizado en muchas aplicaciones tecnológicas y aplicaciones de la vida diaria. En cuanto a los análisis de flujo en los humanos no es utilizado.

VI. TRANSDUCTORES DE PRESIÓN

A. Generalidades

Los transductores de presión son sensores que transforman la presión de un medio en señal eléctrica para su posterior análisis. La medición de la presión puede realizarse empleando diversos principios físicos, algunos de ellos son:[17]

- Bombardeo molecular sobre lámina muy fina.
- Chips sensores de presión.
- Acelerómetros de tecnología integrada.
- Tecnología integrada piezoresistiva.

Los más utilizados en esta area son los basados en tecnología integrada piezoresistiva. Se realizan con galgas extensiométricas (Strain Gages) midiendo presión diferencial.

B. Transductores de presión diferencial.

Los transductores de presión diferencial son utilizados para convertir la presión diferencial obtenida en el neumotacógrafo en señales eléctricas. Estos dispositivos tienen una cavidad hueca separada por una membrana como se muestra en la Fig. 5.[18]

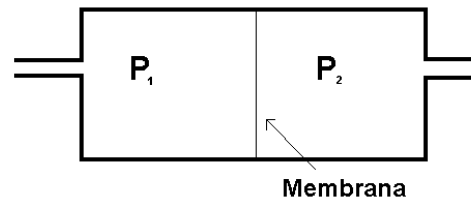


Fig. 5. Esquema de transductor diferencial.

C. Principio de funcionamiento del transductor Piezoresistivo

En los transductores Piezoresistivo se coloca de una a cuatro galgas extensiométricas. Cuando hay diferencia de presión a ambos lados de la membrana, se produce un esfuerzo mecánico sobre está y las galgas extensiométricas experimentan variación de la resistividad. A este cambio de resistividad se le conoce como efecto piezoresistivo.[19]

La variación de resistencia (R) de una galga se puede modelar como:[20]

$$\frac{dR}{R} = k\sigma \quad (10)$$

donde σ es el estiramiento relativo de la galga ($\sigma = dl/l$), l es el largo y k se define como el factor de galga que depende del material en el cual esta construida la galga (para este fin es cilicio). Para el caso en que el material de la galga sea cilicio, $k \approx 5 \times 10^{11} Pa^{-1}$. [21]

Para conocer la variación de resistencia se configura el circuito de forma que sea un puente de Wheatstone como se muestra en la figura 6.[22]

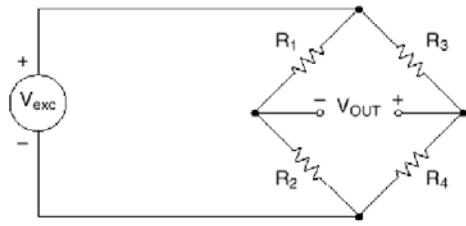


Fig.6. Puente de Wheatstone. Fuente: [20].

Si el valor de las resistencias es conocido, al variar la resistencia de la galga (R_1) el voltaje del puente es:

$$V_{out} = \frac{R_1 R_4 - R_2 R_3}{(R_1 + R_2)(R_3 + R_4)} V_{exc} \quad (11)$$

Un problema, además de la alinealidad, es que las galgas varían su resistencia con la temperatura. Para independizar de estos parámetros se colocan cuatro galgas en Full Duplex como se muestra en la Fig. 7. Además esta configuración maximiza la salida V_{out} :

$$V_{out} = \frac{\Delta R}{R} V_{exc} \quad (12)$$

Se supone que las variaciones de las resistencias de las galgas es la misma ($R \pm \Delta R$).

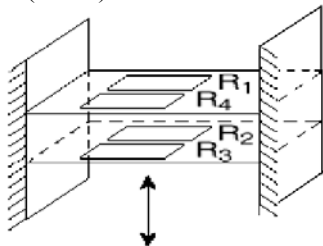


Fig. 7. Esquema Full Duplex de Galgas. Fuente:[20]

VII. CONCLUSIÓN

Uno de los aspectos más importantes en este trabajo fue poder determinar los dispositivos de transducción de flujo o de presión diferencial que mejor resuelva los distintos problemas. En el caso de medición de flujo pulmonar se utilizan principalmente neumatocógrafos de Freisch o de Lilli que facilitan el diagnóstico de enfermedades respiratorias para determinar. Los transductores de presión se basan en Galgas Extensimétricas y en el efecto piezoresistivo.

REFERENCIAS

- [1] Lennys Berutti, “Exploración de la función pulmonar y neumatocógrafos”, Universidad Central de Venezuela, pp. 2-3.
- [2] A. David, G. R. Wagner, “Enciclopedia y Seguridad en el Trabajo”, 2000, pp. 10.2.
- [3] Lennys Berutti, “Exploración de la función pulmonar y neumatocógrafos”, Universidad Central de Venezuela, pp. 16.
- [4] Lennys Berutti, “Exploración de la función pulmonar y neumatocógrafos”, Universidad Central de Venezuela, pp. 16-32.
- [5] Hans Rudolph ind., “Manual de Servicio e Instrucciones, Neumatocómetro y calentador Rudolph”, 2000, pp. 9,10.
- [6] J. Filgueras, “Calibraciones de Transductores y Sensores de Flujo diferencial”, Memorias II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, Cuba, 2001, pp. 2.
- [7] N. Toledo, “Espirómetro computarizado de flujo Neumoespíd-F”, La Habana, 2000.
- [8] Hans Rudolph ind., “Manual de Servicio e Instrucciones, Neumatocómetro y calentador Rudolph”, 2000, pp. 10, 19.
- [9] American Thoracic Society, “Standardization of Spirometry, 1994 update”, Medical Section of the American Am. Journal of Respir. Care Med. Vol 152, 1995, pp. 1107-1136.
- [10] W. A. Schmid, “Guía para estimar la incertidumbre de la medición”, CENAM, 2000, pp 4-7.
- [11] J. Filgueras, “Calibraciones de Transductores y Sensores de Flujo diferencial”, Memorias II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, Cuba, 2001, pp. 3-5.
- [12] J. Filgueras, “Calibraciones de Transductores y Sensores de Flujo diferencial”, Memorias II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, Cuba, 2001, pp. 3-5.
- [13] R. Mott. "Mecánica de los Fluidos". Cuarta Edición. Prentice Hall. México, 1996.
- [14] Avallone, Eugene A. "Manual de Ingeniero Mecánico". Tomo 1 y 2. Novena Edición. Mc Graw Hill. Mexico, 1996.
- [15] Dr. Armentano, “Hemodinámica”, Conf. de Hemodinámica en Fac. de Medicina, Mdeo, Uruguay, 2001.
- [16] R. Mott. "Mecánica de los Fluidos". Cuarta Edición. Prentice Hall. México, 1996.
- [17] R. Mott. "Mecánica de los Fluidos". Cuarta Edición. Prentice Hall. México, 1996.
- [18] R. Zwijze. “Low-cost Piezoresistive silicom load cell independentof force distribution”. Mesa research Intitute, University of Twente.
- [19] R. Zwijze. “Low-cost Piezoresistive silicom load cell independentof force distribution”. Mesa research Intitute, University of Twente.
- [20] F. Alonso, D. Corbo. “Galgas Extensimétricas, Teoría y Aplicaciones”, Monografía de curso de medidas eléctricas, Fac. Ingeniería, UdelaR, 2003.
- [21] R. Zwijze. “Low-cost Piezoresistive silicom load cell independentof force distribution”. Mesa research Intitute, University of Twente.
- [22] F. Alonso, D. Corbo. “Galgas Extensimétricas, Teoría y Aplicaciones”, Monografía de curso de medidas eléctricas, Fac. Ingeniería, UdelaR, 2003.

BIBLIOGRAFÍA

Pablo Lucerna Nació en Montevideo, Uruguay, en 1981. Actualmente cursa 5º año de Ingeniería Eléctrica en la Facultad de Ingeniería de la Universidad de la Republica.